

## Statistical phase analysis of oto-acoustic emissions method, for acoustic screening

**Patent number:** DE19623871  
**Publication date:** 1997-12-18  
**Inventor:** ZOTH PETER (DE)  
**Applicant:** ZOTH PETER (DE);; GIEBEL ARMIN (DE);; FISCHER FRANZ (DE)  
**Classification:**  
- **international:** A61B5/12; G01H1/00  
- **european:** A61B5/12B; G01H3/08  
**Application number:** DE19961023871 19960614  
**Priority number(s):** DE19961023871 19960614

**Report a data error here**

### Abstract of **DE19623871**

The method detects the presence of oto-acoustic emissions at different, freely selectable frequencies, according to a statistical criterion of the signal and with a definable probability of error. The method can be designed for use with transiently aroused oto-acoustic emissions or with distortion product oto-acoustic emissions. The measurement result can be achieved without a fixed number of measurement cycles, with interim measurements continually calculated to minimise the measurement time, with automatic cessation of measurements when a specific probability of error is achieved.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY



DEUTSCHES  
PATENTAMT

②1 Aktenzeichen: 196 23 871.4  
②2 Anmeldetag: 14. 6. 96  
④3 Offenlegungstag: 18. 12. 97

DE 196 23 871 A 1

⑦1 Anmelder:

Zoth, Peter, 81241 München, DE; Giebel, Armin,  
82393 Iffeldorf, DE; Fischer, Franz, 81241 München,  
DE

⑦2 Erfinder:

Antrag auf Teilnichtnennung  
Zoth, Peter, 81241 München, DE

⑤4 Statistische Phasenanalyse von otoakustischen Emissionen (OAE)- Hörcreening mit automatischer  
Ergebnisdarstellung und Ergebnisbewertung

DE 196 23 871 A 1

OAE sind Signale, die von den Haarzellen eines funktionsfähigen Innenohrs aufgrund der nichtlinearen Eigenschaften des cochleären Verstärkers auf akustische Reize hin erzeugt werden.

DPOAE's entstehen durch die Reizung mit zwei Tönen unterschiedlicher Frequenz. Die dabei an der Cochlear entstehenden Intermodulationsprodukte werden mit einem Mikrofon gemessen, verstärkt, mit Hilfe der Fouriertransformation auf spezifische Mischfrequenzen untersucht. Bei herkömmlichen Geräten deckt diese bereits bekannte Technik einen weiten Frequenzbereich ab, es ist jedoch keine automatische Bewertung der Ergebnisse bekannt.

Grundlage der Erfindung ist eine im weiteren beschriebene Phasenanalyse, welche sich im Gegensatz zu den herkömmlichen Methoden der Frequenz- und Amplitudenanalyse für eine automatische Auswertung anbietet.

Bei der Messung und Beurteilung von OAE sind zwei Gesichtspunkte wesentlich.

#### 1. Die Separierung des Reizes von den zu messenden Signalen

Dafür werden verschiedene Wege beschritten:

##### – Separierung im Zeitbereich:

Ist der Reiz sehr kurz (transienter Reiz), dann läßt sich das Meßfenster so wählen, daß das passive Echo aus dem Gehörgang bei der Aufnahme der Antwort bereits wieder abgeklungen ist. Damit ist gewährleistet, daß die gemessenen akustischen Signale lediglich aus reizunabhängigen Geräuschen und gegebenenfalls den vom Reiz evozierten OAE bestehen und keine Anteile des Reizes selbst oder dessen Echo enthalten. Die auf diese Weise gemessenen Antworten bezeichnet man als transient evozierte OAE (TEOAE).

##### – Separierung im Frequenzbereich:

Appliziert man als Reiz Dauersinustöne, so lassen sich die vom Innenohr erzeugten Schallsignale dadurch vom Reiz separieren, daß man die Frequenzbereiche außerhalb der Tonfrequenzen der Reize untersucht. Da durch die Nichtlinearität des funktionsfähigen Innenohrs Intermodulationsprodukte der Primärfrequenzen erzeugt werden, ist das Vorhandensein von Signalen, deren Frequenzen nicht den Reizsignalen entsprechen ("Klirren"), entscheidend für den Nachweis der Integrität des Innenohrs. Diese Signale bezeichnet man als otoakustische Distorsionsprodukte (DPOAE).

#### 2. Der Nachweis der Antwort

Wesentlich für die Interpretation des gemessenen akustischen Signals ist der Nachweis dafür, daß es sich tatsächlich um ein Signal aus dem Innenohr handelt und nicht um Rauschen aus der Umgebung. Alle Systeme, die derzeit zur Messung verwendet werden, machen sich dazu den Umstand zunutze, daß die durch den Reiz erzeugten Antworten im Gegensatz zum Rauschen phasensynchron zum Reiz sind. Üblicherweise wird durch eine Averaging-Technik (reizsynchrone Mittelung) das zu messende Signal so lange gegenüber dem Rauschen verstärkt, bis es von einem erfahrenen Untersucher als Emission zu identifizieren ist. Eine häufig verwendete

Hilfe ist es, dazu ein Maß für das "Restrauschen" zu definieren und das gemittelte Signal mit diesem Restruschen zu vergleichen. Wenn der Unterschied zwischen beiden Signalen hoch ist, so ist eine reizsynchrone Aktivität anzunehmen.

#### Screening

Für eine Filteruntersuchung (Screening) sollte die Entdeckung der Innenohraktivität automatisch und ohne das Urteil eines Experten möglich sein. Dazu ist eine nonparametrische Signalstatistik erforderlich, die neben dem Ergebnis "Emission vorhanden" ein genaues Maß für die Irrtumswahrscheinlichkeit ermittelt. Auf diese Weise läßt sich die Qualität der Messung in Bezug auf die Fehlerrate exakt definieren.

#### Phasenanalyse

Jeder zur Auswertung kommende Zeitabschnitt enthält ein Gemisch aus verschiedenen Signalen unterschiedlicher Frequenz, Amplitude und Phase. Diese Signale lassen sich durch eine Transformation in den Frequenzraum (Fouriertransformation) voneinander separieren.

#### B Bildbeschriftungen

Fig. 1 Rauschen – Gleichverteilung in der Vektorebene

Fig. 2 Rauschen mit konstantem Signal überlagert in der Vektorebene

Fig. 3 Prinzipschaltbild eines Screeninggerätes zur Messung, Auswertung und Bewertung von DPOAE's mittels Phasenanalyse

Fig. 4 Prinzipschaltbild eines Screeninggerätes zur Messung, Auswertung und Bewertung von TEOAE's mittels Phasenanalyse

#### 40 C Meßgerät mit Phasenanalyse für Distorsionsprodukte (DPOAE)

Eine wesentliche Eigenschaft bei der Bewertung der Distorsionsprodukte ist die Tatsache, daß die Frequenzen bekannt sind, bei denen eine Innenohrantwort zu erwarten ist, da es sich um die Intermodulationsprodukte der angewandten Primärfrequenzen handelt. Die Antwort mit der höchsten Amplitude entsteht erfahrungsgemäß bei einer Frequenz von  $2f_1 - f_2$  (Intermodulationsprodukt 3. Ordnung), wenn  $f_2$  etwa gleich  $1.2 \cdot f_1$  ist.

Für diese Frequenz (oder andere Intermodulationsprodukte) wird die Phasenanalyse folgendermaßen durchgeführt:

1. Es werden kontinuierlich Signalabschnitte mit fester Länge gebildet, für die die Phasen der beiden Primärsignale jeweils einen konstanten Wert haben müssen.

2. Diese Abschnitte werden einzeln einer Fouriertransformation (diskret für die gewählte Frequenz oder FFT) unterzogen. Von der zu analysierenden Frequenz werden Betrag und Phase und damit der zugehörige Vektor im Phasendiagramm ermittelt.

3. Die statistische Nullhypothese lautet:

"Die Phasen der Vektoren aller Signalabschnitte sind im gesamten Winkelbereich zwischen 0 und 360 Grad gleichverteilt."

Diese Gleichverteilung entspricht einem rein zufälligen Rauschen ohne Bezug zu den Phasen des Primärsignals. Siehe Fig. 1

4. Gelingt es, diese Nullhypothese auf einem definierten Signifikanzniveau zu widerlegen, so kann mit der entsprechenden Irrtumswahrscheinlichkeit angenommen werden, daß bei der untersuchten Frequenz ein phasensynchrones Signal und damit eine Antwort des Innenohrs vorliegt. Dazu wird die Koordinatenebene des Vektors in zwei Hälften geteilt. Für diese beiden Hälften wird auf der Basis einer Binomialstatistik der Signifikanztest durchgeführt: Jeder Phasenwert wird daraufhin untersucht, ob er in der einen oder anderen Hälfte der Koordinatenebene liegt. Im ersten Fall wird der statistische Referenzwert um 1 erhöht, im anderen Fall um 1 erniedrigt. Die durch die Wurzel aus der Zahl der Einzelversuche geteilte Summe  $S$  ist fest mit der Wahrscheinlichkeit dafür korreliert, daß es sich lediglich um eine Gleichverteilung handelt. So besteht beispielsweise bei Erreichen des Wertes  $S = 3.08$  eine Restwahrscheinlichkeit von  $p = 0.001$  dafür, daß sich in den untersuchten Abschnitten lediglich nicht phasensynchrones Rauschen befindet.

5. Ein Teil der analysierten Abschnitte dient nun der Gewinnung des Winkels im Phasendiagramm, über dem die Gleichverteilung getestet wird, d. h. durch den die Koordinatenebene geteilt wird. Dazu wird mit diesen Abschnitten die Vektorsumme der einzelnen Frequenzvektoren gebildet. Der Phasenwinkel des Summenvektors  $+ 90$  Grad (mod 360 Grad) ist der Winkel der Teilungsgeraden durch den Koordinatensprung. Siehe Fig. 2

Die zur Berechnung des Phasenwinkels verwendeten Abschnitte dürfen aus signalstatistischen Gründen nicht in die unter Pkt 4. beschriebene Statistik eingehen. Da die Analyse jedoch kontinuierlich erfolgen sollte, um bei Erreichen des vorgegebenen Signifikanzkriteriums einen automatischen Abbruch zu ermöglichen, wird folgender Weg vorgeschlagen.

6. Die Signalabschnitte dienen abwechselnd der Summenbildung zur Winkeldefinition und der Testung auf Gleichverteilung. Da sich der definierte Winkel somit nach jedem zweiten Abschnitt ändert, müssen die zur Testung verwendeten Winkelwerte gespeichert bleiben und ständig gegenüber dem jeweils aktuellen Bezugswinkel auf Gleichverteilung getestet werden.

7. Der Abbruch der Messung erfolgt

— bei Erreichen des Signifikanzkriteriums, also wenn die Nullhypothese "kein reizsynchrones Signal vorhanden" mit der vorher definierten Signifikanz zurückgewiesen werden kann oder

— wenn der immer neu berechnete Bezugsphasenwinkel nicht innerhalb vorgegebener Grenzen konvergiert oder

— wenn nach einer vorgegebenen Zahl von untersuchten Signalabschnitten die Signifikanz für die Zurückweisung der Nullhypothese einen vorgegebenen Wert nicht erreicht.

In den letzten beiden Fällen erfolgt der Meßabbruch mit z. B. "fail" (das heißt, ein Signal aus dem Innenohr konnte nicht nachgewiesen werden), im ersten der drei Fälle mit z. B. "pass" (Signalnachweis positiv).

Ein Prinzipschaltbild ist in Fig. 3 dargestellt. Ein solches Gerät besteht aus 2 Reizgeneratoren (1) mit dazu-

gehörigen Schallsendern (2). Das von der Cochlea generierte Frequenzprodukt wird mit Hilfe des Mikrofons (3) gemessen und einem Eingangsverstärker (4) zugeführt. Die Mischprodukte werden mit Hilfe eines Frequenzanalysators (5) auf ihre Frequenzanteile untersucht. Der oben beschriebene Phasenanalysator (6) ermöglicht die statistische Auswertung. Das Ergebnis wird an einem Display (7) dargestellt und/oder an einem Drucker oder PC ausgegeben oder weiterverarbeitet.

#### D Meßgerät mit Phasenanalyse für transient evozierte Emissionen (TEOAE)

Bei TEOAE wird ein breites Frequenzband emittiert; damit ist eine Untersuchung der Phasenstatistik für jede beliebige Frequenz möglich. Der Ablauf der statistischen Testung kann demnach der gleiche wie beim Nachweis von DPOAE sein. Vorausgeschickt wird ein Meßabschnitt, in der die zu untersuchenden Frequenzen ermittelt werden.

Dies ist beispielsweise wie folgt möglich:

Es werden mehrere Intervalle im Frequenzbereich gebildet (beispielsweise 500—1000 Hz, 1000—2000 Hz, 2000—4000 Hz). Die zu bearbeitenden Signalabschnitte werden abwechselnd in zwei Puffer (Speicher) A und B geschrieben. Nun wird für jede Frequenz entsprechend Absatz C5. der Vektor der Summe aus A und B gebildet. Als Referenzgröße wird zusätzlich der Vektor für die Differenz aus A und B errechnet. Die Frequenzen in jedem vorgegebenen Intervall, bei denen der größte Unterschied zwischen dem Vektor der Puffersumme und dem der Pufferdifferenz besteht, werden zur Analyse herangezogen. Danach ist das weitere Vorgehen völlig gleich mit dem bei den DPOAE beschriebenen.

Für den Abbruch der Messung durch z. B. "pass" ist zu fordern, daß für jedes der vorgegebenen Frequenzintervalle mindestens ein Wert das vorgegebene Signifikanzkriterium erreicht.

Ein Prinzipschaltbild ist in Fig. 4 dargestellt. Ein solches Gerät besteht aus 1 Reizgenerator (9) mit dazugehörigem Schallsender (10). Das von der Cochlea generierte Frequenzgemisch wird mit Hilfe des Mikrofons (11) gemessen und einem Eingangsverstärker (12) und nachgeschalteten Filter (13) zugeführt und anschließend wechselweise in unterschiedlichen Speichern (14) abgelegt. Im Vektoranalysator (15) erfolgt eine automatische Bewertung durch Summen- und Differenzbildung. Das Ergebnis wird an einem Display (16) dargestellt und/oder an einem Drucker oder PC ausgegeben oder weiterverarbeitet.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur automatischen frequenzspezifischen Hörprüfung mit Hilfe von otoakustischen Emissionen (OAE), dadurch gekennzeichnet, daß das Vorhandensein von OAE bei verschiedenen frei wählbaren Frequenzen nach einem signalstatistischen Kriterium mit einer definierbaren Fehlerwahrscheinlichkeit nachgewiesen werden kann.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß es für die Anwendung bei transient evozierten otoakustischen Emissionen konfiguriert wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß es für die Anwendung bei Distorsionsprodukt-OAE konfiguriert wird.

4. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,

zeichnet, daß zum Erreichen eines Meßergebnisses keine feste Anzahl von Meßzyklen vorgegeben wird, sondern zur Meßzeitminimierung kontinuierlich Zwischenergebnisse berechnet werden und bei Erreichen einer vorgegebenen Fehlerwahrscheinlichkeit der Meßabbruch automatisch erfolgt.

5. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß frei wählbare Komponenten des durch Fourier-Transformation ermittelten komplexen Spektrums eines vorgegebenen Zeitintervalls zur Grundlage einer signalstatistischen Analyse gemacht werden.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß bei frei wählbaren Frequenzen die Summe der Vektoren der Spektralkomponenten im komplexen Raum ermittelt wird, um daraus eine statistische Nullhypothese zu formulieren und eine Vorzugsrichtung im komplexen Raum zu ermitteln.

7. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß entsprechend der nach dem Verfahren in Anspruch 6 errechneten Vorzugsrichtung der komplexe Raum jeweils in 2 disjunkte Bereiche aufgeteilt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Phasenvektoren der Fouriertransformierten der einzelnen Signalabschnitte jeweils einem der beiden entsprechend Anspruch 7 ermittelten Bereiche zugeordnet werden und mit den mathematischen Mitteln einer Binominalstatistik analysiert werden.

9. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß jede nach einem Verfahren in Anspruch 5 errechnete Komponente einer bestimmten Güteklasse zugeordnet wird.

10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die mathematische Statistik getrennt für die nach dem Verfahren in Anspruch 9 gebildeten Güteklassen durchgeführt wird.

11. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertung automatisch mit Hilfe eines Mikroprozessors erfolgt.

12. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Ergebnisauswertung keine am Bildschirm angezeigten Ergebnisse und Kurvenformen interpretiert werden müssen und die Ergebnisanzeige mit "auffällig" und "nicht auffällig" ausgeführt wird.

13. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Gerät als ein in der Hand zu haltendes, tragbares (ohne PC-Bildschirm), netzabhängiges Gerät ausgeführt wird.

14. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Ergebnisse über eine Druckerschnittstelle dokumentiert werden können.

15. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur weiteren Ergebnisauswertung über eine Schnittstelle ein PC angeschlossen werden kann.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

60

65

- Leerseite -

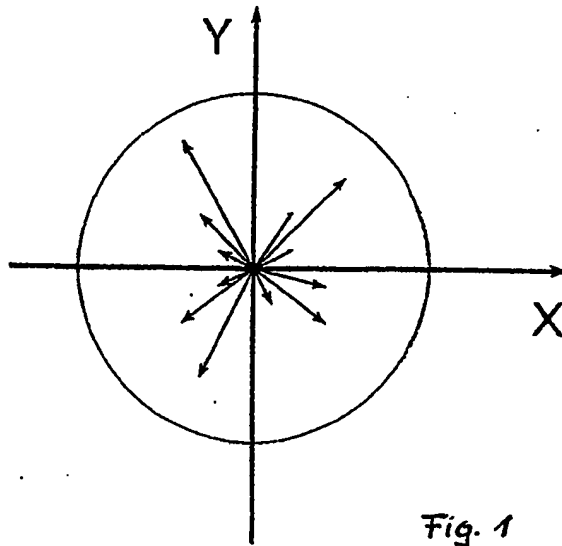


Fig. 1

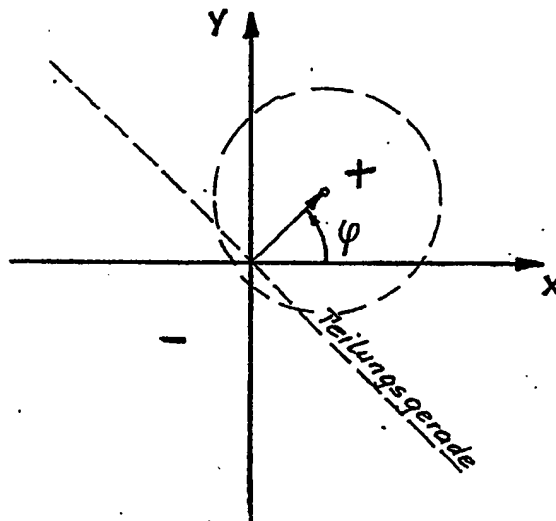
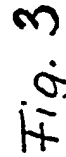
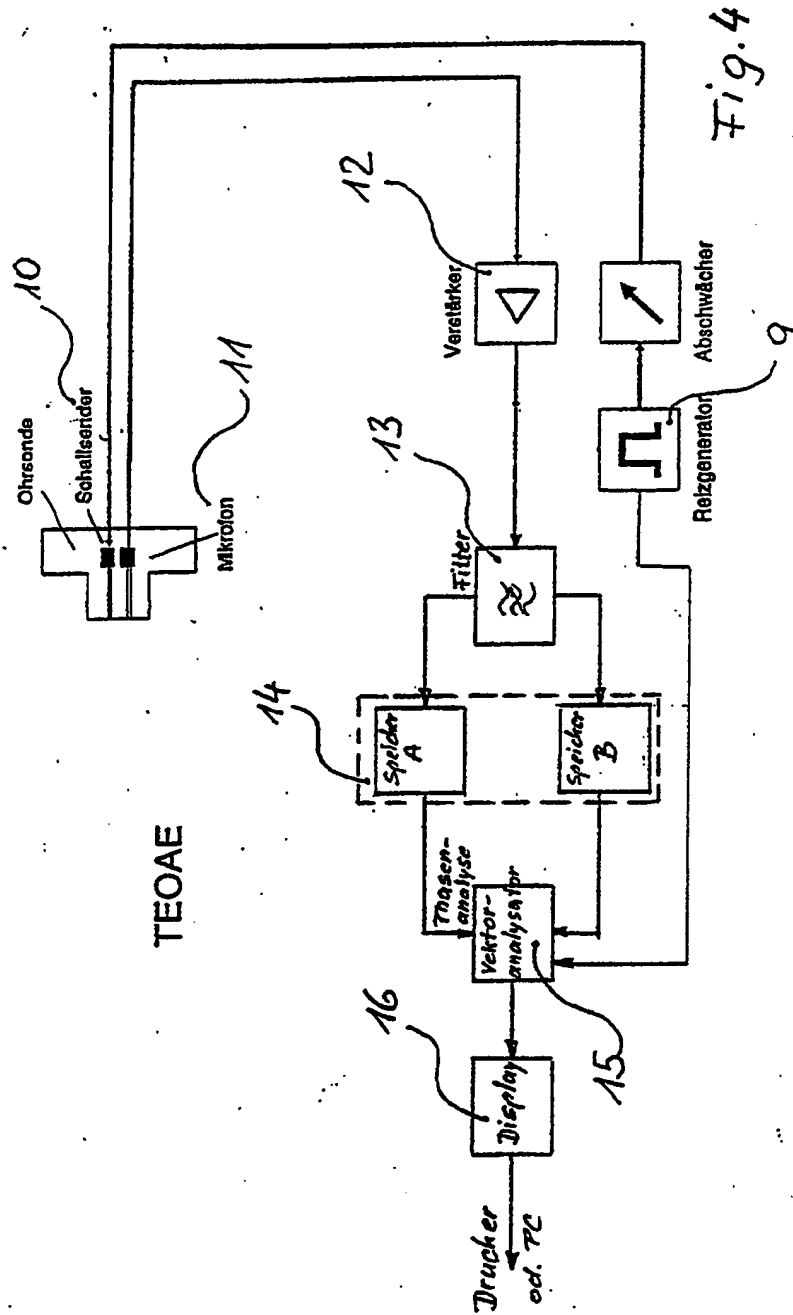


Fig. 2







**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**